

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-174992

(43)Date of publication of application : 02.07.1999

(51)Int.Cl.

G09F 9/30
G02F 1/1335

(21)Application number : 09-343508

(71)Applicant : NIPPON TELEGR & TELEPH CORP
<NTT>

(22)Date of filing : 15.12.1997

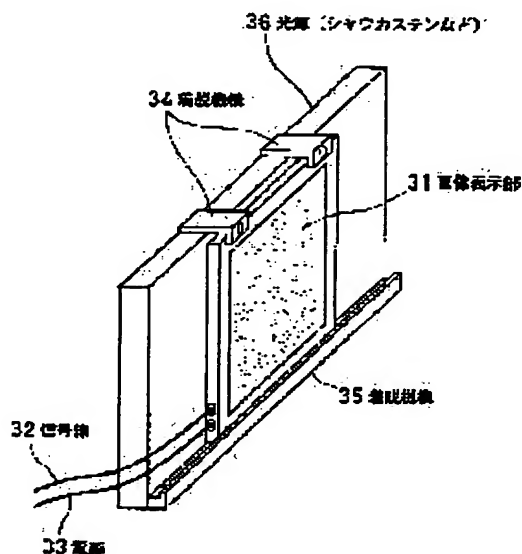
(72)Inventor : SAKANO TOSHIKAZU
SUZUKI JUNJI
FURUKAWA ISAO

(54) IMAGE DISPLAY DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To economically provide an image display device capable of displaying an image display characteristic equivalently to the image display characteristic by a film.

SOLUTION: By using a device composed of a light source 36 and a transmissive image display part 31 not including a light source for an image display device for displaying a digital image, it is enabled to use a Schaukasten conventionally used in a medical image diagnostic, etc., and natural light as a light source. By making the spacial resolving power, gradation and a characteristic of light transmissivity equivalent to those of a film, the image displaying characteristic is made to be equivalent to the image displaying characteristic of the film. Consequently, the image display device having various advantages is economically provided without impairing the knowhow and knowledge of film image diagnostic stored over about one century.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 26.12.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 04.02.2003

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-174992

(43)公開日 平成11年(1999) 7月2日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

G 0 9 F 9/30

G 0 9 F 9/30

A

G 0 2 F 1/1335

5 3 0

G 0 2 F 1/1335

5 3 0

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全 9 頁)

(21)出願番号 特願平9-343508

(22)出願日 平成9年(1997)12月15日

(71)出願人 000004226

日本電信電話株式会社

東京都新宿区西新宿3丁目19番2号

(72)発明者 坂野 寿和

東京都新宿区西新宿3丁目19番2号 日本
電信電話株式会社内

(72)発明者 鈴木 純司

東京都新宿区西新宿3丁目19番2号 日本
電信電話株式会社内

(72)発明者 古川 功

東京都新宿区西新宿3丁目19番2号 日本
電信電話株式会社内

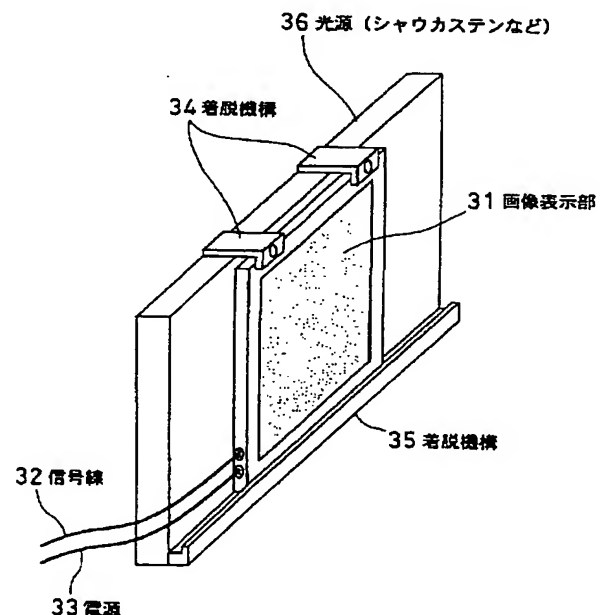
(74)代理人 弁理士 志賀 富士弥 (外1名)

(54)【発明の名称】 画像表示装置

(57)【要約】

【課題】 画像表示特性をフィルムによる画像表示特性と同等に表示できるようにした画像表示装置を経済的に提供する。

【解決手段】 デジタル画像を表示する画像表示装置に、光源36と光源を含まない透過型の画像表示部31で構成されたものを用いることで、医療画像診断等において従来より用いられてきたシャウカステンや自然光を光源として用いることを可能にする。そして、画像表示部31の空間解像度や階調、光の透過率特性をフィルムと同等にすることで、その画像表示特性をフィルムによる画像表示特性と同等にする。これにより、約1世紀にわたって蓄積されてきたフィルム画像診断のノウハウや知識を損なうことなく、種々の利点を有する画像表示装置を経済的に提供する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 2次元平面上に配置された複数画素の光透過率が外部からの信号により個別に制御できる画像表示部と、発光源と光拡散板あるいは蛍光板により前記画像表示部の裏面から表面に向けて光を照射する光源とから構成され、前記光源の光拡散板あるいは蛍光板と前記画像表示部の表示面とが平行かつ近接して固定され、前記画像表示部の透過光を直接観測する画像表示装置において、
前記画像表示部で表示される画素数が横方向あるいは縦方向あるいはその両方で2000以上である、
ことを特徴とする画像表示装置。

【請求項2】 前記画像表示部は、積層された複数の液晶層から各画素が構成され、前記液晶層のそれぞれの透過率が個別に制御できる電極構造を有する、
ことを特徴とする請求項1に記載の画像表示装置。

【請求項3】 前記画像表示部は、各画素の透過率 T と入力信号値 D がその使用領域において $T = 10^{-kD}$ (k は任意正数)なる関係を有するものである、
ことを特徴とする請求項1または請求項2に記載の画像表示装置。

【請求項4】 前記画像表示部は、光入力面と光出力面の一方または両方に反射防止膜を備える、
ことを特徴とする請求項1から請求項3までのいずれかに記載の画像表示装置。

【請求項5】 前記画像表示部と前記光源とを着脱する機構を具備する、
ことを特徴とする請求項1から請求項4までのいずれかに記載の画像表示装置。

【請求項6】 前記画像表示部は、表示する画像の1枚あるいは複数枚分の情報を格納する不揮発性のメモリを有する、
ことを特徴とする請求項1から請求項5までのいずれかに記載の画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、フィルムと同等の画像表示特性を有し、特に医療分野等で用いられる放射線画像等を表示する場合に好適な画像表示装置に関する。

【0002】

【従来の技術】〔フィルムベースの画像表示〕医療分野では、1895年ドイツのC. RoentgenによるX線の発見以来、人体内部を透視する手段としてX線を用いた放射線画像が約1世紀にわたって診察、診断などに使われてきた。このなかでX線フィルムと蛍光スクリーンを用いたX線単純検査法は最も普及している検査法である。この検査法は、X線源と蛍光スクリーンを塗布あるいは密着させたX線フィルムを用いて行われる。まずX線源とX線フィルムの間に人体など被検査対象を置

2

きX線を照射する。被検査対象を透過したX線はX線フィルム上の蛍光スクリーンに到達する。蛍光スクリーンでは照射されるX線量に応じて可視光が発生し、この可視光がフィルムを露光する。ここで、X線フィルムに到達するX線量が多ければ蛍光スクリーンの発生可視光量が増大し、その背後に置かれたフィルム中の銀鉛の黒化度（フィルム濃度と呼ばれる）が増して濃度が濃く見え、逆にX線量が少なければ発生可視光量が減少して黒化度が減り濃度が薄く見える。このようにX線フィルムを用いた検査法は、被検査対象の透過X線像をフィルム上に焼き付けることによって人体の解剖学的な3次元構造を2次元のモノクロ画像に置き換えて観察するものである。このようなX線単純検査法は方法自体が簡易であること、フィルムの解像度が極めて高いことから、今まで広く普及しており、この検査法をベースにした膨大な医学診断のための知識が蓄積されるに至っている。フィルム上に投影されたモノクロ画像の観察には、シャウカステンと呼ばれる複数の蛍光灯を並列に配置したビューワーを使用する。このビューワー上に現像、定着など化学処理を施したX線フィルムを置き、フィルムの透過光を直接見ることによってX線画像を観察するのである。

【0003】X線フィルム画像による医療診断は長い歴史を持ち、医療現場に深く浸透している。小さな診療所から大病院の何百という診察室に至るまでシャウカステンが設置され、医師の必要に応じて医療施設内であれば時間・場所を問わずX線フィルムを観察することが可能となっている。さらにX線フィルムはシャウカステンを光源とする必然性はなく、シャウカステン以外の太陽光や照明灯など他の光源にかざして観察することもでき、様々な角度からフィルム画像を評価することにより、より正確な診断を下すことができる。

【0004】〔フィルムベース画像表示の問題点〕このようにフィルムによるX線画像診断は診断のためのノウハウも含めた膨大な情報が約1世紀にわたって蓄積されており、現在の医療では必要不可欠なものとなっている。しかしながら長期にわたって使われてきた診断法であるがゆえの問題もいくつか指摘されている。まず、X線フィルム作成時には、X線によってフィルムを露光した後に現像、定着、洗浄など化学処理を必要とするため、X線検査を行ってからX線フィルム画像を得るのに時間を要するという問題がある。また、検査を行ったX線フィルムは一定期間の保存（数年）が法的に義務づけられているが、通常用いられるX線フィルムは8inch×10inchと比較的大きいため、日々大量に作り出されるX線フィルムの保存には膨大なスペースを要するという問題もある。さらに、X線フィルムは比較的重いため、多数枚のフィルムを手軽に持ち歩くことは困難であり、モビリティが低いという問題がある。

【0005】〔電子ベースの画像表示〕以上に示したフ

フィルムベースのX線画像診断における問題点を解決するために、X線画像のデジタルデータ化の検討がなされている。これは、通常の方法でX線フィルム上に記録されたX線画像をフィルムデジタイザを用いてデジタルX線画像に変換したり、さらには、フィルムの代わりに輝天性蛍光体を塗布したイメージングプレートを用い、これに蓄積されたX線照射エネルギーをレーザー光で直接読み出すことによってフィルムを介さずに直接デジタルX線画像を得たりするものである。このようにX線画像をデジタルデータ化すれば、X線画像の保存、処理、検索などはコンピュータ技術を用いて格段に容易になる。さらには病院内の複数のコンピュータやデータベースをネットワークを介して接続することにより、重いフィルムを持ち歩くことなく、時間・場所を問わずにX線画像を検索、取得、表示することが可能となる。デジタルデータ化されたX線画像の表示には通常CRTディスプレイが用いられる。

【0006】〔電子ベースの画像表示の問題点〕CRTディスプレイは入力アナログ信号で変調された電子ビームを蛍光塗料が塗布された表示面上で走査することにより画像表示を行う。これは、表示面上の蛍光塗料に電子ビームが当たるとその強度に応じた可視光が発生する現象を利用している。CRTディスプレイで医療画像に要求される高精細な画像を得るためには、電子ビーム源と表示面間の距離を大きくし、電子ビームの走査角を小さくして、収差による電子ビーム拡がり小さくする必要がある。これは、高精細な画像表示が可能なCRTディスプレイは表示面に比べて奥行きが大きくなることを意味している。このようなCRTディスプレイをX線画像表示装置として用いる場合の問題点がいくつか指摘されている。

【0007】まず、通常X線画像による診断は、患者のプライバシー保護の問題もあり狭い部屋で患者と医師とが1対1で対面する状況で行われる。奥行きが大きな医療診断用CRTディスプレイは狭い診察室への設置が難しいという問題がある。次に、CRTディスプレイは、従来のシャウカステンとフィルムを用いて得られる画像に比べて、その輝度が約1桁低いという問題がある。また、従来のX線フィルムをシャウカステン上に置くことにより得られる画像輝度の対数値とフィルム濃度とは線形関係にあるが、CRTの管面輝度の対数値はCRTディスプレイへの入力信号値に対して非線形特性となる。この入出力特性の相違が表示されたX線画像、ひいては画像診断に微妙に影響を与えるという問題がある。さらに、CRTディスプレイを用いた画像診断は、X線フィルムを用いた診断のようにシャウカステン以外の太陽光や照明灯など他の光源にかざして観察するなどして様々な角度から画像を評価することが困難であり、医師が永年培ってきた画像診断形態とは異なるためCRTディスプレイによる画像診断には違和感が生じるという問題が

ある。CRTディスプレイを用いた画像診断が導入されると医療現場の隅々に行き渡っているシャウカステンやライトボックスなどフィルム画像表示用光源が不用となるため、多額の導入損が生じるという問題もある。

【0008】図6では、以上で述べたX線画像による診断の従来例の流れを模式的に示している。一方の流れは、フィルムベースの画像表示による診断の流れであり、X線像をフィルム101に焼き付け、これをシャウカステン102に置いてその透過光を直接見て診断を行う。他方の流れは電子ベースの画像表示による診断の流れであり、イメージングプレート上のX線像をレーザー光で直接読み出してデジタル化し、あるいは上記のフィルム101をデジタイザ103を用いてデジタル化し、コンピュータ104で画像処理して保存し、必要に応じて取り出して画像表示装置105に表示して診断を行う。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】これまで述べた従来技術の問題点をまとめる。

【0010】まず、従来より行われてきたX線フィルムによる画像診断では、X線フィルムを得るまでに化学処理を必要とするため、X線検査からX線フィルム画像取得まで時間を要するという問題があった。また、X線フィルムは8inch×10inchと比較的大きいため、X線フィルムの保存には膨大なスペースを要するという問題もあった。さらに、X線フィルムは比較的重いため、多数枚のフィルムを手軽に持ち歩くことは困難であり、モビリティも低いという問題があった。

【0011】上記X線フィルムによる画像診断の問題点を解決するために、X線画像をデジタルデータとし、これをCRTディスプレイに表示することによって画像診断を行うようにした場合では、まず、CRTディスプレイは、従来のシャウカステンとフィルムを用いて得られる画像に比べて、その輝度が約1桁低いという問題があった。また、従来のX線フィルムの画像表示特性とCRTディスプレイの画像表示特性とが異なるためX線画像診断に微妙に影響を与えるという問題があった。また、X線画像診断に必要な精度を有する奥行きが大きな医療診断用CRTディスプレイを狭い診察室へ設置するのが困難であるという問題があった。さらに、CRTディスプレイを用いた画像診断は、医師が永年培ってきた画像診断形態とは異なるため診断時には違和感が生じるという問題もあった。CRTディスプレイによる画像診断の導入時には大量に現存するフィルム画像表示用光源が不用となるため、多額の導入損が生じるという問題もあった。

【0012】本発明は、医療画像診断などの分野において、X線画像等をデジタル化して表示する場合、その画像表示特性をフィルムによる画像表示特性と同等にして、約1世紀にわたって蓄積されてきたフィルム画像診

断のノウハウや知識を損なうことなく表示できるようにした画像表示装置を経済的に提供することを課題とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、本発明による画像表示装置は、2次元平面上に配置された複数画素の光透過率を外部からの信号により個別に制御できる画像表示部と、発光源と光拡散板あるいは蛍光板により前記画像表示部の裏面から表面に向けて光を照射する光源とから構成され、前記光源の光拡散板あるいは蛍光板と前記画像表示部の表示面とが平行かつ近接して固定され、前記画像表示部の透過光を直接観測する画像表示装置において、前記画像表示部で表示される画素数が横方向あるいは縦方向あるいはその両方で2000以上であることを特徴とする。この発明では、空間解像度をフィルムと同等にして画像表示特性を改善する。

【0014】また、前記画像表示部は、積層された複数の液晶層から各画素が構成され、前記液晶層のそれぞれの透過率が個別に制御できる電極構造を有することを特徴とする。この発明では、多階調化によりコントラストをフィルムと同等にして画像表示特性を改善する。

【0015】また、前記画像表示部は、各画素の透過率 T と入力信号値 D がその使用領域において $T = 10^{-kD}$ (k は任意正数)なる関係を有するものであることを特徴とする。この発明では、光源光/透過光の入出力特性(透過率特性)をフィルムと同等にして画像表示特性を改善する。

【0016】また、前記画像表示部は、光入力面と光出力面的一方または両方に反射防止膜を備えることを特徴とする。この発明では、反射防止膜により光源との間の多重反射や周囲光の反射を抑えて画像表示特性を改善する。

【0017】また、前記画像表示部と前記光源とを着脱する機構を具備することを特徴とする。この発明では、光源含まない表示装置として従来のシャウカステンや自然光の透過光で診断可能とする。

【0018】さらに、前記画像表示部は、表示する画像の1枚あるいは複数枚分の情報を格納する不揮発性のメモリを有することを特徴とする。この発明では、画像を格納した画像表示部を持ち運べるようにして、画像モビリティを向上させる。

【0019】本発明では、外部からの入力信号により画素毎に透過率を制御できる光源(バックライト)を含まない画像表示部を用いて、この画像表示部に光源からの光を透過させて画像を見ることにより、従来より用いられてきたシャウカステンや自然光を光源として用いることを可能とし、経済性および従来のフィルムと同等の操作性を実現する一方、画像表示部の空間解像度や階調、光透過の入出力特性をフィルムと同等にすることで、画

像表示特性をフィルムによる画像表示特性と同等にすることにより、約1世紀にわたって蓄積されてきたフィルム画像診断のノウハウや知識を損なうことなく、種々の利点を有するデジタル医療画像表示装置を提供する。

【0020】

【発明の実施の形態】以下に、図を用いて本発明の具体的な実施の形態を示す。

【0021】〔実施形態例1〕図1は本発明の第1の実施形態例を説明するための図である。図1(a)は本実施形態例の画像表示部を正面から見た模式図である。図1(a)において、1は画像表示部、2は画素をそれぞれ表わしている。画像表示部1は、液晶ディスプレイなど光の透過率を画素2毎に制御することにより画像を表示する素子である。液晶ディスプレイの各画素2は通常両側に電極を設けた液晶層と該液晶層を挟むように配置された互いに直交する2枚の偏光板で構成されている。第1の偏光板は入射された光のうち単一偏光成分のみを透過する。この透過光が液晶層に入力される。液晶層は複屈折性を持ち通過する光の偏光を回転させる。偏光の回転角は電極に電圧をかけることによって制御することができる。出力光の偏光と入射光の偏光が直交するような印加電圧を液晶層に加えるとその出力光は第2の偏光板を通過することができる。一方、入射光と出力光の偏光が同一になるような印加電圧を液晶層に加えると第2の偏光板によって光は遮られる。このように液晶層に加える電圧を調整することにより各画素の透過率を制御することができるのである。以上に説明したのは液晶の複屈折性を利用した液晶ディスプレイの原理であるが、液晶の光散乱特性を用いて透過率を制御するものもある。この場合には液晶層を互いに直交する2枚の偏光板で挟む必要はなく、画像表示面の透過率を大きくすることができる。

【0022】本実施形態例では画像表示部1を構成する画素2を横2000以上か、縦2000以上かあるいはその両方を満たすように画素を並べている。X線画像診断で通常用いられるフィルムは縦横それぞれ14インチ(約36cm)である。画像表示部をこれと同じ大きさにし、画素数を縦横それぞれ2000とした場合、170ミクロン間隔で画素が並んでいることになる。

【0023】図1(b)は文献「Consideration in Moving Electronic Radiography into Routine Use」(著者:Jerome R. Cox, Jr, Edward Muka, G. James Blaine, Stephen M. Moore, and R. Gilbert Jost, 出典:IEEE Journal on Selected Areas in Communications, Vol. 10, No. 7, pp. 1108-1120)に開示されているグラフである。図1(b)は、X線フィルムをデジタル画

7

像に変換する際の画素間隔と医師が正しい診断を下す確率とを複数の症例について求めた実験結果である。図において、横軸は画素間隔を縦軸は医師が正しい診断をする確率をそれぞれ表わしている。またa～dのグラフは異なる症例について実験を行った結果を、またグラフの左端はX線フィルムを用いた場合の実験結果を表わしている。図1(b)から、画素間隔が100～200ミクロン以下、すなわち画素数にして2000×2000以上であれば、X線フィルムを用いて診断を行った場合とほぼ同等の結果が得られる。

【0024】以上から本実施形態例によれば、X線フィルムと同等の空間解像度の画像が得られ、本実施形態例の画像表示装置をX線画像診断に用いても、従来より行われてきたX線フィルムによる診断とほぼ同等の結果が得られる。

【0025】〔実施形態例2〕図2は本発明の第2の実施形態例を説明する図である。図2(a)は本実施形態例の画像表示装置の画像表示部を構成する画素の断面図を、同図(b)は本実施形態例による画像表示部のコントラストの計算結果を示している。

【0026】図2(a)において、3は入力光、4は出力光、5は第1の偏光板、6は第1の透明基板、7は第1の電極、8は第1の液晶層、9は第2の電極、10は第2の透明基板、11は第2の偏光板、12は第3の透明基板、13は第3の電極、14は第2の液晶層、15は第4の電極、16は第4の透明基板、17は第3の偏光板、18は第2の信号、19は第1の信号、20は第1の偏光板の透過偏光方向を示す図、21は第2の偏光板の透過偏光方向を示す図、22は第2の偏光板の透過偏光方向を示す図をそれぞれ表わしている。

【0027】本実施形態例は、画像表示部を多層化することにより、コントラストを大きくするものである。図2(a)は画像表示部を2層にしたときの画素の断面模式図である。入射光3は第1の偏光板5により、20に示す偏光成分のみが透過される。該偏光成分は第1の液晶層8で信号19に応じてその偏光が回転する。第2の偏光板11は第1の偏光板5とは直交しており、該偏光成分の内、第1の液晶層8の出力点で第2の偏光板11の偏光方向と同一の偏光成分のみが透過する。第2の液晶層14および第3の偏光板17でも同様のことが起こる。結局、図2(a)の構成では、入射光が液晶ディスプレイを2度通ったことになる。

【0028】液晶層において入力信号を変化させて得られる最大透過率を T_{\max} 、最小透過率を T_{\min} とすると、液晶層のコントラストは T_{\max}/T_{\min} で表わされる。本実施形態例に示す通り、液晶層を多段化することにより画像表示装置のコントラストを大きくすることができる。液晶層の段数をNとすると、画像表示装置のコントラストCは、

$$C = (T_{\max}/T_{\min})^N \quad \dots (1)$$

8

で表わされる。(1)式により本実施形態例の画像表示装置のコントラストを計算した結果を図2(b)に示す。図から、例えば液晶層あたりのコントラストが10であっても、2層化することによりコントラストを100にすることができる。図に示す通り、液晶の層数Nを増やすほどコントラストを大きくすることができる。

【0029】X線画像診断に使われる画像にはコントラストの大きなものが要求される。一般には12ビット(4096)階調程度必要であると言われている。このように大きな階調を液晶ディスプレイで得ることは現状では大変難しいが、本実施形態例によりこれが可能となり、X線フィルムによる画像と同程度あるいはそれに近いコントラストを得ることが可能となる。

【0030】本実施形態例では、偏光回転を使った液晶ディスプレイを例にとりて説明したが、光散乱現象を用いた液晶ディスプレイを用いても良い。この場合、偏光板が不要となるため、多層化による挿入損失増加(最大透過率の低下)を小さく抑えることができる。

【0031】〔実施形態例3〕図3は本発明の第3の実施形態例を説明するための図である。本実施形態例は入力信号に対する画像表示部の光透過率を、フィルムのそれと同等にするためのものである。

【0032】X線フィルムによる画像表示はX線フィルムをシャウカステンやライトボックス上に置くことにより行う。X線フィルムのフィルム濃度によって光透過率が異なることが画像表示の原理となっている。図3

(a)に示すフィルムを用いた場合の画像表示特性を図3(b)に示す。図3(b)の横軸はフィルム濃度、縦軸は透過率を表わしている。フィルム濃度Dと透過率 T_t との間には一般に次式が成り立つ。

$$T_t = T_{\max} 10^{-D} \quad \dots (2)$$

ここで、 T_{\max} はフィルムの最大透過率を表わし、通常は $D=0$ の時の透過率である。(2)式は、光透過率の対数値がフィルム濃度に反比例することを示している。

【0034】一方、本発明で用いる液晶ディスプレイの入力信号と光透過率の関係は図3(c)、(d)に示したものとなる。今、液晶層に電圧を徐々に印加していく場合を考える。最初は印加電圧に関わらず光透過率は大きな値で一定値をとる。しきい値電圧を過ぎると光透過率は線形に減少し、第2のしきい値電圧以上では光透過率は一定になる。以上はノーマリホワイトモード(電圧を掛けない時に液晶層で偏光が90度回転し、光を透過するモード)で液晶を用いる場合であるが、ノーマリブラックモード(電圧を掛けない時に液晶層で偏光が回転せず、光を遮断するモード)で用いる場合には印加電圧が小さいところで透過率は最小となり、大きいところで最大となる。いずれのモードでも、最大透過率から最小透過率へ(またはその逆)の変化は印加電圧に対してほぼ線形に変化する。中間調表示が必要な液晶ディスプレイでは、印加電圧に対して透過率が線形に変化する領域

を用いる。この使用領域での印加電圧 E と光透過率 T_1 との関係は、使用領域での最大透過率 T_{\max} 、最小透過率 T_{\min} 、第1のしきい値電圧 E_{\min} 、第2のしきい値電

$$T_1 = \{ (T_{\min} - T_{\max}) / (E_{\max} - E_{\min}) \} E + (T_{\max} E_{\max} - T_{\min} E_{\min}) / (E_{\max} - E_{\min}) = a E + b \quad \cdots (3)$$

$$a = (T_{\min} - T_{\max}) / (E_{\max} - E_{\min}) \quad \cdots (4)$$

$$b = (T_{\max} E_{\max} - T_{\min} E_{\min}) / (E_{\max} - E_{\min}) \quad \cdots (5)$$

さて、X線フィルムをフィルムディジタイザなどを用いてフィルム濃度に比例した電気信号に変換する場合を考える。フィルム濃度の最大値を D_{\max} 、変換された電気信号を S_{in} ($0 \leq S_{in} \leq S_{\max}$) とすると、これらの関係は次式となる。

$$[0036] \quad D = (D_{\max} / S_{\max}) S_{in} \quad \cdots (6)$$

フィルムディジタイザによっては、CRTディスプレイに表示することを考慮してフィルム濃度に反比例した出力信号（つまりフィルム濃度値が0の時最大値を出力する）を出力するものもあるが、その場合には（6）式を次式で表わして以後の議論に用いれば良い。

[0037]

$$D = (D_{\max} / S_{\max}) (S_{\max} - S_{in}) \quad \cdots (7)$$

人間の視覚特性では相対輝度のみを識別できる。したがって、フィルム画像の透過率と本発明の画像表示装置の透過率の比を全画面にわたって一定にすれば、両者を透過して観察者に到達する光の輝度がWeber-Hellnerの法則を満たす範囲（輝度 $1 \text{ cd/m}^2 \sim 10 \text{ cd/m}^2$ 以上の領域）にあれば、観察者の視知覚によって両者は階調変化としては同一の画像として認識される。本発明の画像表示装置で表示した画像とフィルムをシャウカステンに置いて表示した画像とを同一画像に見えるようにするためには、フィルムの透過率と本発明の画像表示装置の透過率との比が一定になるようにすれば良い。これを式で表わすと、

$$T_1 / T_2 = K \quad (K \text{ は定数}) \quad \cdots (8)$$

となる。（2）、（3）式を（8）式に代入し、さらに $T_{f\max} = K T_{\max}$ なる関係を用いて整理すると次式が得られる。

[0038]

$$E = (1/a) (T_{\max} 10^0 - b) \quad \cdots (9)$$

（9）、（6）式により、観察者が本発明の画像表示装置に表示された画像とフィルム画像とを同一画像として認識するための画像表示装置への入力信号 S_{in} と液晶表示装置への印加電圧 E との関係が求められ、次式となる。ただし、 $-(D_{\max} / S_{\max}) S_{in} = m$ とする。

[0039]

$$E = (1/a) (T_{\max} 10^0 - b) \quad \cdots (10)$$

本実施形態例は、フィルム濃度に比例した画像入力信号 S_{in} に対して、（10）式で表わされる信号変換を行う信号変換部を設け、その出力電圧を液晶層に導く構成とする。このような構成とすることにより、本発明の画像表示装置の透過率特性は図3（f）のようになり、フィ

ルム画像の透過率特性との比を一定にできる。これは、

[0035]

フィルム画像と本発明の画像表示装置による画像とが同一に見えることを意味しており、X線画像診断時に本発明の画像表示装置を適用した場合には医師（観察者）の経験や知識の蓄積を変更することなく正確な診断が可能となる。

[0040] なお、本発明の画像表示装置への入力信号はデジタル信号でもアナログ信号でも良い。入力信号がデジタル信号の場合には、（10）式の変換はデジタル信号に対してあらかじめ行い、その後に線形な特性を有するデジタル-アナログ変換回路を通して液晶の駆動電圧を得ても良いし、入力デジタル信号をデジタル-アナログ変換する際に（10）式の変換を行っても良い。

[0041] また、本実施形態例の説明では、画像表示部が図3（d）の特性を有する場合について信号変換の方法を説明したが、本実施形態例はそれに限定されるものではなく、画像表示特性が非線形の場合であっても、本発明の画像表示装置の透過率特性とフィルム画像の透過率特性との比が一定にするような信号変換を行えば良い。

[0042] [実施形態例4] 図4は、本発明の第4の実施形態例の構成を示している。図4において、31は画像表示部、32は信号入力線、33は電源線、34は第1の着脱機構、35は第2の着脱機構、36は光源をそれぞれ表わしている。画像表示部31は、第1～第3の実施形態例のいずれかあるいは適宜それらを組み合わせた液晶ディスプレイを用いている。

[0043] さて、液晶ディスプレイはその透過率によって画像を表示するので背面から液晶を照らす光源が必要となる。通常の液晶ディスプレイは光源と液晶表示部を密着して一体化しており、これらを分離することはない。本実施形態例は、通常の液晶ディスプレイで、光源と液晶層を含む画像表示部を着脱可能とするために、着脱機構34、35を設けることを特徴としている。着脱機構34は光源36に対して画像表示面を圧着させるための治具であり、着脱機構35は光源から画像表示部が滑り落ちるのを防ぐために設けている。

[0044] 着脱機構34、35により、X線画像診断時に用いられるシャウカステンやライトボックスを光源として用いることが可能となる。そのため、フィルム画像表示用に既に広く普及しているシャウカステンやライトボックスを光源として使用することができ、ディジタ

11

ル画像の医療分野への普及が容易になるとともに、光源36は既にあるものを用いるので画像表示機器を経済的に導入することができる。また、利用する医師にしてみれば、長い歴史を持つフィルムとシャウカステンを組み合わせた医療診断形態と同等の利用形態で画像を診ることができ、CRTディスプレイや光源と液晶が一体化された液晶ディスプレイを用いる場合に比べて違和感がなく、なじみ易いという利点がある。例えば、医師は正確な診断を下すために、フィルムをシャウカステンから一旦外し、太陽光や照明を光源としてフィルムを透かしてみたり、斜めから診たりといったことをするが、本実施形態例による画像表示装置ではそのような画像観察も可能となる。

【0045】あらゆる電子機器は、個別に特性が微妙に異なるのが常である。CRTディスプレイにしてもディスプレイごとに入力信号に対する輝度や表示画像の歪みや均一性などが微妙に異なる。X線医療診断のように表示画像の微妙な形状や濃淡差を見極めて診断を下すような場合には、表示装置の特性のばらつきが大きな問題となる。本実施形態例の画像表示装置をフィルムと同じ感覚で医師が持ち歩き、必要な場所、時間に、同じ画像表示装置を使って画像診断をするようにすれば、画像表示ごとの微妙なばらつきを医師が認識したうえで診断を下すことができる。したがって、本実施形態例の画像表示装置を用いれば表示装置の特性と医師の経験の不整合に起因する誤診を防ぐことができる。

【0046】なお、本実施形態例の着脱機構は、画像表示面を光源面に対して平行に固定でき、かつ必要に応じて取り付け、取り外しを容易に行うことを目的としている。この目的を満たす着脱機構は、図4の着脱機構34、35に限定されるものではない。

【0047】本実施形態例のように光源と画像表示部を着脱可能な場合をはじめとして、光源と画像表示部の表面との間にわずかなすき間があると、その間を光が多重反射して光透過率が減少するなど画像表示特性に悪影響を与える可能性がある。これを防ぐためには、画像表示部の表面に反射防止膜を設けて多重反射を防ぐようにすればよい。また、画像表示部の観察側の表面では、周囲から入射する光が画像表示部表面で反射して表示画像を見にくくし、画像表示特性に悪影響を与える可能性があるという問題もある。これを防ぐためには、画像表示部の観察側の表面にも反射防止膜を設ければよい。

【0048】〔実施形態例5〕図5は本発明の第5の実施形態例を説明する図である。図5において、37は画像表示部、38は入力信号、39は画像1枚あるいは複数枚分の信号（データ）を格納できるメモリ、40は信号変換回路、41は画像表示部37への入力信号をそれぞれ表わしている。本実施形態例は、画像表示部37に、メモリ39を設けて複数枚分の画像を格納できるようにしたものである。格納したデータは必要に応じて瞬

12

時に画像表示部37で表示できるように構成する。なお、画像表示部37には、第1～第4の実施形態例のものを用いる。

【0049】本実施形態例では、画像表示部を持ち歩く際に、内部に複数枚の画像を蓄えておくことができる。診断に必要な画像が複数枚ある場合には、従来はそれらを一緒に持ち歩き、必要に応じてシャウカステンがある場所でフィルム画像を診る必要があった。本実施形態例によれば、必要な画像をあらかじめ画像表示部内に蓄えておき、必要に応じて光源のある場所で表示させれば良い。画像数が多くなるとフィルム重量はかなりの重さになるが、本実施形態例では蓄積する画像はデジタル信号としてメモリ内に蓄えられるので、蓄積枚数によって重量が増えることはないという利点がある。

【0050】なお、本発明の画像表示装置は、医療分野における放射線画像表示を主な目的としているが、写真、印刷、映画などの分野でフィルムを映し出す表示装置として広く応用することができ、適用分野としては医療分野に限定されるものではない。

【0051】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、デジタル画像を表示する画像表示装置に、光源（バックライト）と光源を含まない透過型の画像表示部で構成されたものを用いているため、医療画像診断等において従来より用いられてきたシャウカステンや自然光を光源として用いることが可能であり、また、画像表示部の空間解像度や階調、光の透過率特性をフィルムと同等にするため、その画像表示特性をフィルムによる画像表示特性と同等にすることができるので、約1世紀にわたって蓄積されてきたフィルム画像診断のノウハウや知識を損なうことなく、種々の利点を有する画像表示装置を経済的に提供することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】(a)、(b)は、本発明の第1の実施形態例の構成を説明する図である。

【図2】(a)、(b)は、本発明の第2の実施形態例の構成を説明する図である。

【図3】(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f)は、本発明の第3の実施形態例の構成を説明する図である。

【図4】本発明の第4の実施形態例の構成を説明する図である。

【図5】本発明の第5の実施形態例の構成を説明する図である。

【図6】従来の技術を説明する図である。

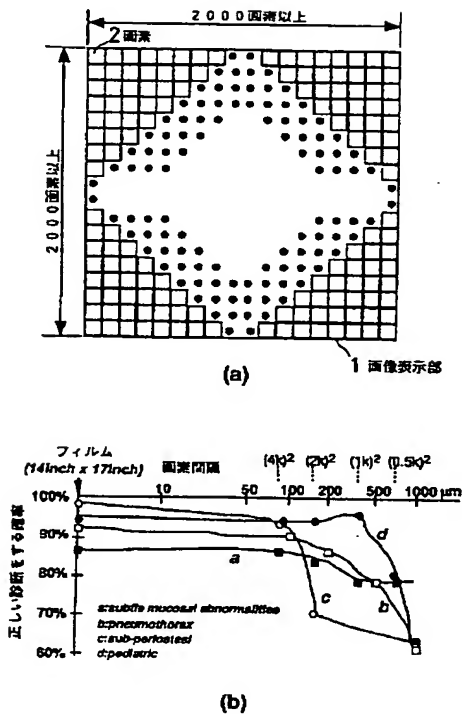
【符号の説明】

- 1…画像表示部
- 2…画素
- 3…入力光
- 4…出力光

13

- 5…第1の偏光板
- 6…第1の透明基板
- 7…第1の電極
- 8…第1の液晶層
- 9…第2の電極
- 10…第2の透明基板
- 11…第2の偏光板
- 12…第3の透明基板
- 13…第3の電極
- 14…第2の液晶層
- 15…第4の電極
- 16…第4の透明基板
- 17…第3の偏光板
- 18…第2の信号
- 19…第1の信号

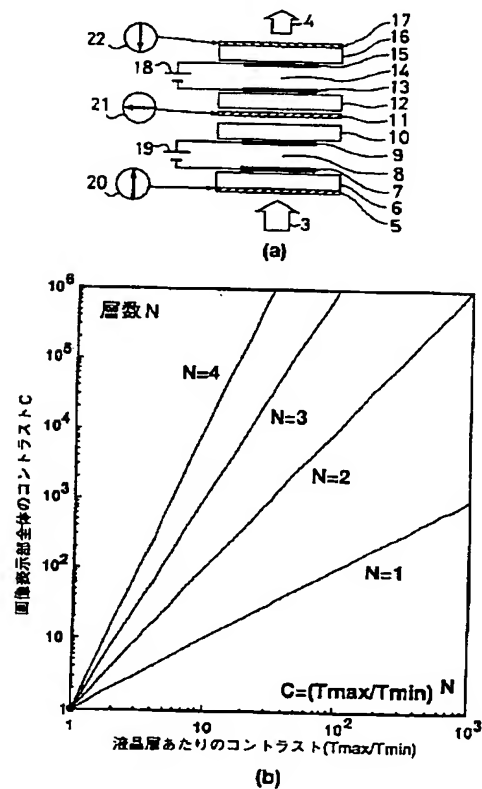
【図1】



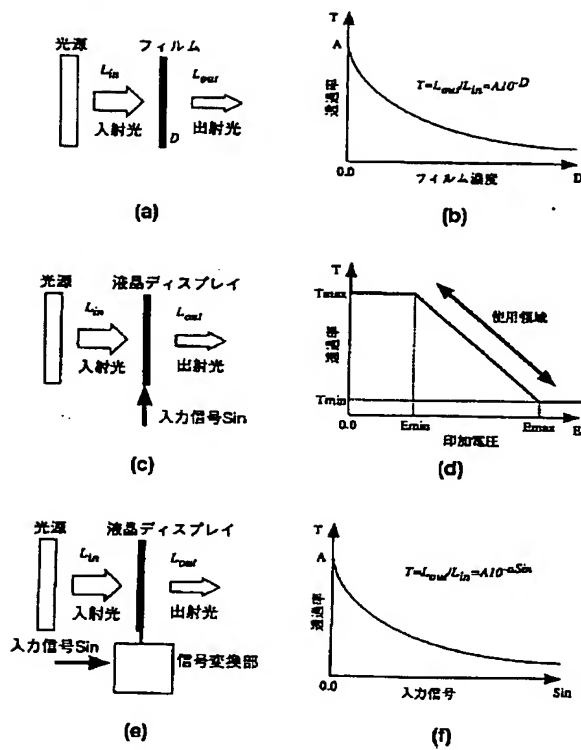
14

- 20…第1の偏光板の透過偏光方向を示す図
- 21…第2の偏光板の透過偏光方向を示す図
- 22…第2の偏光板の透過偏光方向を示す図
- 31…画像表示部
- 32…信号入力線
- 33…電源線
- 34…第1の着脱機構
- 35…第2の着脱機構
- 36…光源
- 37…画像表示素子
- 38…入力信号
- 39…メモリ
- 40…信号変換回路
- 41…画像表示素子への入力信号

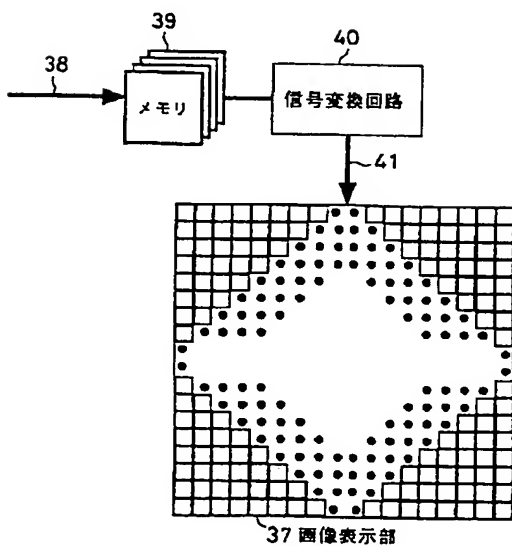
【図2】



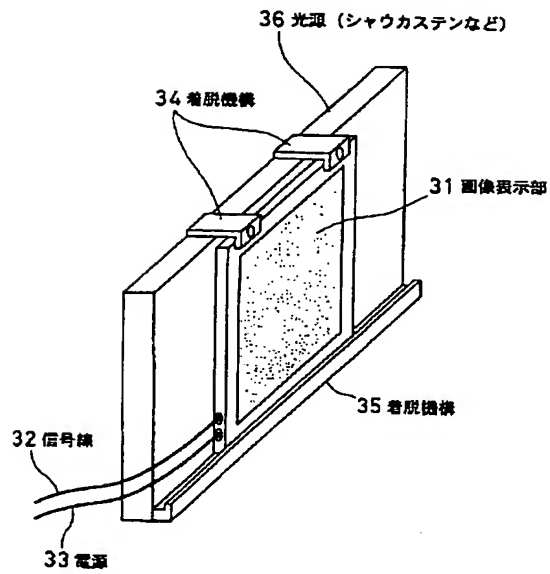
【図3】



【図5】



【図4】



【図6】

